

Attorney Docket No. 20-135  
Patent

IN THE U.S. PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: Yasushi NAMII

Serial No.: (new) Group:

Filed: September 17, 2003 Examiner:

For: STEREOSCOPIC MICROSCOPE

LETTER

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA. 22313-1450

September 17, 2003

Sir:

Under the provisions of 35 U.S.C. § 119 and 37 C.F.R. § 1.55(a), the applicant hereby claims the right of priority based on the following application:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Filed</u>
Japan	2002 - 275280	September 20, 2002

A certified copy of the above-noted application is attached hereto.

Please charge any fees under 37 C.F.R. § 1.16-1.21(h) or credit any overpayment to Deposit Account No. 01-2509.

Respectfully submitted,

ARNOLD INTERNATIONAL

By Bruce Y. Arnold  
Bruce Y. Arnold  
Reg. No. 28,493

(703) 759-2991

P.O. Box 129  
Great Falls, VA 22066-0129

日本特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日

Date of Application:

2002年 9月20日

出願番号

Application Number:

特願2002-275280

[ST.10/C]:

[JP2002-275280]

出願人

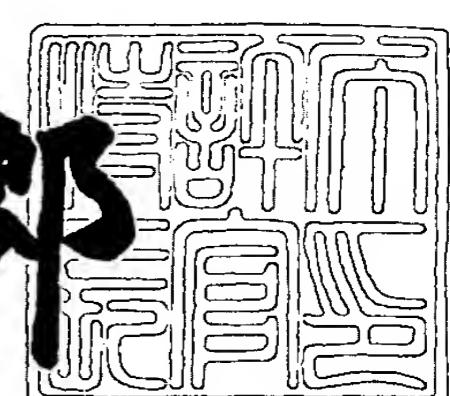
Applicant(s):

オリンパス光学工業株式会社

2002年12月 6日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2002-3095824

【書類名】 特許願

【整理番号】 02P01792

【提出日】 平成14年 9月20日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G02B 21/22

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学  
工業株式会社内

【氏名】 浪井 泰志

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代表者】 菊川 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 002314

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 実体顕微鏡

【特許請求の範囲】

【請求項1】 光源部からの光束を一回結像させる投影光学系を含み前記光源部からの光束を観察対象に照射するための照明光学系と、前記観察対象を焦点位置とする対物レンズと前記観察対象の観察倍率を変え得る左右一対の変倍光学系と左右一対の接眼光学系とを含む観察光学系とを有する実体顕微鏡において、

前記照明光学系の光束が前記変倍光学系の二つの観察光軸を含む平面に対して垂直方向に移動するように、前記照明光学系の光軸に対して前記光源部の中心位置を偏心させたことを特徴とする実体顕微鏡。

【請求項2】 観察対象を焦点位置とする対物レンズと観察対象の観察倍率を変え得る左右一対の変倍光学系と左右一対の接眼光学系とを含む観察光学系と、光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を含む照明光学系とを有する実体顕微鏡において、

前記反射部材には、前記照明光学系の光束と前記観察光学系の光軸とが近付けるような切欠きが設けられ、該切欠きは、前記変倍光学系の任意の観察倍率における前記観察光学系の二つの光束の外径に1/3以上接する形状であることを特徴とする実体顕微鏡。

【請求項3】 前記照明光学系は照野を変え得る変倍照明光学系であり、前記変倍光学系の倍率変化に伴い前記照明光学系の照野が連動することを特徴とする請求項1に記載の実体顕微鏡。

【請求項4】 前記照明光学系は前記光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を有し、該反射部材は、前記投影光学系で形成される前記光源部の像付近に配置され、前記投影光学系の光軸に対して垂直方向で前記光源部の出射面の偏心方向とは逆方向に前記反射部材を偏心させたことを特徴とする請求項3に記載の実体顕微鏡。

【請求項5】 前記光源部の偏心量が選択可能なことを特徴とする請求項1に記載の実体顕微鏡。

【請求項6】 前記照明光学系の結像点付近に、出射端面が非円形形状の光学部

材が配置され、前記光源部はライトガイドを含み、該ライトガイドの出射端形状は、前記光学部材の出射端面の形状と相似であることを特徴とする請求項1に記載の実体顕微鏡。

【請求項7】 前記反射部材の切欠き部に反射防止材を設けたことを特徴とする請求項2に記載の実体顕微鏡。

【請求項8】 前記反射防止材が遮光布であることを特徴とする請求項7に記載の実体顕微鏡。

【請求項9】 前記照明光学系は前記光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を有し、該反射部材には、前記照明光学系の光束と前記観察光学系の光軸とが近付けるような切欠きが設けられ、該切欠きは、前記変倍光学系の任意の観察倍率における前記観察光学系の二つの光束の外径に1/3以上接する形状であることを特徴とする請求項1に記載の実体顕微鏡。

【請求項10】 前記変倍光学系によって観察倍率が高倍になるとき、前記反射部材は前記観察光学系の光軸に近付きつつ前記観察対象の方向に近付くことを特徴とする請求項2又は請求項9に記載の実体顕微鏡。

【請求項11】 前記観察倍率は7～25倍であることを特徴とする請求項2又は請求項9に記載の実体顕微鏡。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は、実体顕微鏡特に手術用顕微鏡に関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

近年、手術の低侵襲化の要請に伴い微細な処置を可能ならしめるため、手術用顕微鏡を用いた手術が多く行われるようになった。通常、手術用顕微鏡には、観察倍率を変更する機能を備えた光学系が内蔵されており、このため、例えば脳神経外科手術においては、腫瘍の摘出や、奇形を呈した血管に対する奇形進行の防止処置、さらには血管の縫合等の様々な処置を最適な倍率での観察の下で行える。

## 【0003】

また、手術部位は平坦な表面のものばかりでなく、術部が深く掘り下げた深部に位置するものも多く、特に深い穴を形成した術部の場合、術部を照明しようとする照明光が穴の入り口で遮られやすい。そこで、十分な照明光を深部まで到達させるため、照明光の光軸は術部を観察する観察光の光軸により近いことが好ましい。

## 【0004】

このようなことから、術部を照明するための照明光の光軸（以下、照明光軸と呼ぶ）を、術部を観察する観察光の光軸（以下、観察光軸と呼ぶ）に近づけて配置し、または観察光軸と照明光軸とを一致させて配置させた手術用顕微鏡が従来から種々提案してきた。

## 【0005】

従来の手術用顕微鏡は、観察光学系の真下（光軸上）に半透過半反射部材を配置し、観察光学系の光軸と直交する方向から半透過半反射部材に向けて照明光束を入射させ、観察光軸と照明光軸とを一致させることによって、観察光軸と完全に一致した方向から照明光を術部に照射させるようにしている（例えば特許文献1参照）。

## 【0006】

また、従来の別の手術用顕微鏡は、術部が深い穴内に位置している場合において、その深い穴内に多くの照明光を照射させるために手術用顕微鏡に内蔵された光源から発せられた照明光の照射軸を2系統に分けると共に、観察光軸に対して左右対称なる位置にそれぞれの照明光の照射軸を固定的に配置して、定まった二方向から観察対象に向けて照明光を照射するようにしている（例えば特許文献2、3参照）。

## 【0007】

また、従来のさらに別の手術用顕微鏡は、対物レンズの物体対向面よりも上方に位置する部位から観察者の左右の眼にそれぞれ対応する左右一対の観察光束の中間領域を経て術部に照明光束を導くようにした照明光学系を構成し、左右一対の観察光束の間から術部を照明するようにしている（例えば特許文献4、5参照）。

)。

## 【0008】

ところで、特許文献1の手術用顕微鏡は、観察光学系の光軸上に半透過半反射部材を配置しているため、光源を発した照明光はその半分しか観察対象に導けず、さらに観察対象で反射して観察光学系に向かう照明光束も再び該半透過半反射部材を通り、観察光学系に入射することになるので、観察者の観察する明るさは更に減り、光量はおよそ4分の1になってしまふ。従って、術者は暗い観察像のもとで手術を行うか、又は観察に必要な光量に対して非常に明るい光量を発することのできる高価な高輝度光源を使用しなければならなかつた。

## 【0009】

また、特許文献4、5の手術用顕微鏡では、観察者の左右の眼に対応する左右の観察光学系を、中央に位置する照明光学系を避けて左右に配置しなければならないため、左右の観察光束の間隔が大きく離れてしまう。従って、照明光束が深い穴の底に到達したとしても、観察光束の方が、この穴の入り口の縁で遮られてしまい、やはり穴の底を観察することができなかつた。そればかりか、左右の観察光束の間隔が大きく離れてしまうので、顕微鏡自体の大型化さえ招いている。

## 【0010】

また、特許文献2、3の手術用顕微鏡では、観察光軸に対して左右対称の位置から観察対象に向けて照明光を照射するため、一方向から照射する場合に比べて深い穴の内壁を明るく照らすことは可能であるが、観察光軸に対する照明光軸のなす角度自体は従来の顕微鏡と同じく何ら変わらないため、やはり深い穴の底にある術部に照明光を十分に到達させるには至っていない。

## 【0011】

## 【特許文献1】

特開平8-257037号公報(図1)

## 【0012】

## 【特許文献2】

特許第3011950号公報(図2)

## 【0013】

【特許文献3】

特開平10-73769号公報（図1）

【0014】

【特許文献4】

特公平6-44101号公報（図7）

【0015】

【特許文献5】

特許第2891923号公報（図3）

【0016】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は前記事情に着眼してなされたものであり、その目的とするところは、照明光のロスや顕微鏡の大型化を招くことなく、特に観察者が深い底の術部を処置する場合であっても術部に十分な照明光を到達させて良好な観察を行うことができる手術用顕微鏡を提供することにある。

【0017】

【課題を解決するための手段】

本発明の実体顕微鏡は、

(1) 光源部からの光束を一回結像させる投影光学系を含み前記光源部からの光束を観察対象に照射するための照明光学系と、前記観察対象を焦点位置とする対物レンズと前記観察対象の観察倍率を変え得る左右一対の変倍光学系と左右一対の接眼光学系とを含む観察光学系とを有する実体顕微鏡において、

前記照明光学系の光束が前記変倍光学系の二つの観察光軸を含む平面に対して垂直方向に移動するように、前記照明光学系の光軸に対して前記光源部の中心位置を偏心させたことを特徴とする。

【0018】

上記の構成によれば、観察光学系の光軸と照明光学系の光束とを近づけられるため、奥深い観察対象であっても照明光束が照射され、明るく観察することが可能となる。

(2) 観察対象を焦点位置とする対物レンズと観察対象の観察倍率を変え得る

左右一対の変倍光学系と左右一対の接眼光学系とを含む観察光学系と、光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を含む照明光学系とを有する実体顕微鏡において、

前記反射部材には、前記照明光学系の光束と前記観察光学系の光軸とが近付けるような切欠きが設けられ、該切欠きは、前記変倍光学系の任意の観察倍率における前記観察光学系の二つの光束の外径に1/3以上接する形状であることを特徴とする。

#### 【0019】

上記の構成によれば、切欠きがある分照明光束が観察光軸に近づけるため、上述した効果と同様なものとなる。また、奥深い観察対象を観察する観察倍率は高倍時が多いため、上述した任意の観察倍率とは、低倍率より高倍観察時が望ましい。

(3) 前記照明光学系は照野を変え得る変倍照明光学系であり、前記変倍光学系の倍率変化に伴い前記照明光学系の照野が連動することを特徴とする。

(4) 前記照明光学系は前記光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を有し、該反射部材は、前記投影光学系で形成される前記光源部の像付近に配置され、前記投影光学系の光軸に対して垂直方向で前記光源部の出射面の偏心方向とは逆方向に前記反射部材を偏心させたことを特徴とする。

(5) 前記光源部の偏心量が選択可能なことを特徴とする。

(6) 前記照明光学系の結像点付近に、出射端面が非円形形状の光学部材が配置され、前記光源部はライトガイドを含み、該ライトガイドの出射端形状は、前記光学部材の出射端面の形状と相似であることを特徴とする。

(7) 前記反射部材の切欠き部に反射防止材を設けたことを特徴とする。

(8) 前記反射防止材が遮光布であることを特徴とする。

(9) 前記照明光学系は前記光源部からの光束を前記観察対象に導く反射部材を有し、該反射部材には、前記照明光学系の光束と前記観察光学系の光軸とが近付けるような切欠きが設けられ、該切欠きは、前記変倍光学系の任意の観察倍率における前記観察光学系の二つの光束の外径に1/3以上接する形状であることを特徴とする。

(10) 前記変倍光学系によって観察倍率が高倍になるとき、前記反射部材は前記観察光学系の光軸に近付きつつ前記観察対象の方向に近付くことを特徴とする。

(11) 前記観察倍率は7～25倍であることを特徴とする。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実体顕微鏡の実施例を説明する。

(実施例1)

本実施例の手術用顕微鏡の構成を図1に示す。この手術用顕微鏡の観察手段は、観察者の左右の眼に対応した視差を与えるべく、対物レンズより後方の光学系は左右一対の観察光学系を構成しているが、図1(a)においては手術用顕微鏡を側方から見た図であるため、その片方の観察光学系のみを表している。

【0021】

図1において示す符号1は、観察光学系(観察手段)の対物レンズであり、この対物レンズ1は観察対象(術部)2を焦点位置とする。対物レンズ1はこれに入射した光束をアフォーカル光束として変倍レンズ系(変倍光学系)3に出射する。図1(a)のように手術用顕微鏡を側方から見たときは対物レンズ1と変倍レンズ系3の光軸(観察光軸L1)は左右一対のものとが同一直線で一致して見える。観察光学系の変倍レンズ系3は対物レンズ1から入射した光束についてアフォーカル変倍を行って再びアフォーカル光束として接眼光学系4に出射するものである。

【0022】

接眼光学系4は結像レンズ5と接眼レンズ6を含んで構成される。結像レンズ5は前記光軸L1上に配置され、これには変倍レンズ系3から出射されたアフォーカルな光束が入射される。結像レンズ5から図示しないイメージローテーターを経て結像位置iに結像される。接眼レンズ6は結像位置iに結ばれた像を拡大して術者に観察させる。

【0023】

術部2を照らす照明光学系7は、図1(a)に示すように対物光軸に対し垂直

方向に配置されている。また、照明光学系7は、コンデンサレンズ8、照野絞り9、照野範囲を変え得るバリエーターレンズ10、バリエーターレンズ10によって得られる照野絞りの像の焦点を術部2に合わせるための照明レンズ11で構成される。バリエーターレンズ10は、変倍レンズ系3の変倍動作に連動している。照明レンズ11は、バリエーターレンズ10からの光束を術部2の方向へ反射させるためのプリズム12と接合されている。

## 【0024】

光源部13は、光源14と集光レンズ15とライトガイド16で構成されている。ライトガイド13の出射端の中心位置Oは、照明光学系7の光軸L2に対して垂直方向に、本実施例では術部2に対して離れる方向（図1（a）の矢印A方向）に偏心している。また、ライトガイド16の出射端形状は図5のように円形をしている。

## 【0025】

光源14から出射した光束は、集光レンズ15で集光されライトガイド16に入射する。ライトガイド16を出射した光束は、コンデンサレンズ8、照野絞り9、バリエーターレンズ10、プリズム12、照明レンズ11の順で通り、術部2を照らす。本実施例の照明光学系7は、光源部13の射出瞳を術部2に投影するケーラー照明光学系である。よって、ライトガイド16の出射端面の像が、コンデンサレンズ8とバリエーターレンズ10（投影光学系）によって照明レンズ11の術部2側の面に形成される。また、照野絞り9の像が、バリエーターレンズ10、照明レンズ11によって術部2に形成される。

## 【0026】

ライトガイド出射端面像は、バリエーターレンズ10により変倍されるため、照野範囲（倍率変動）によって像の大きさが変化する。プリズム12に形成されたライトガイドの出射端面像の様子を図1（b）に示す。図1（b）の $I_{max}$ は照野範囲が狭い場合（高倍時）のライトガイド16の端面像であり、 $I_{min}$ は照野範囲が広い場合（低倍時）のライトガイド16の端面像である。また、図10はライトガイド16の出射端面が照明光学系の光軸L2に対して偏心していない場合の照明光学系7の概略光線図であり、図11はライトガイド16の出射端面が照明

光学系の光軸L2に対して偏心している場合の照明光学系7の概略光線図である（両図共に反射プリズム12を省いている）。図10、図11の夫々（a）、（b）は、低倍時（広範囲照明時）、高倍時（狭範囲照明時）の光線図を示す。図10、図11において、照明レンズ11付近の光束（ライトガイド16の出射端面像）が低倍時と高倍時とで大きさが変化しているのがわかる。なおかつ、図10の照明レンズ11の光束より、図11の照明レンズ11の光束の方が、照明光軸L2に対して偏心していることがわかる。

## 【0027】

ライトガイド16の出射端面像が照明光学系の光軸L2に対して偏心しているため、照明光束が観察光学系の光軸L1に近づく。言い換えれば、二つの観察光軸L1を含んだ平面H1（図1（b）の二点鎖線で示した面）に対して垂直方向にライトガイド16の端面像（ $I_{max}$ 、 $I_{min}$ ）が観察光軸L1に近づいている。すなわち、照明光束が観察光軸L1に近づいている。これにより、照明光束が深い穴の入り口の縁で遮られてしまう部分が少なくなり、深い穴の底が照明されることになる。そして、術者は、観察光学系の対物レンズ1、変倍レンズ系3、接眼光学系4を通して深い穴の底でも観察可能になる。

## 【0028】

更に、図1（b）に示すように観察光学系の光束P1、P2をケラないように対物レンズ1に切欠きが設けられており、その切欠いた部分に照明レンズ11、反射プリズム12を配置しているため、観察光軸L1と照明光束が近づいている。

## 【0029】

また、本実施例の照明光学系7は照野範囲が可変な光学系であるが、照明範囲が固定の照明光学系でも同様の効果が得られることは言うまでもない。但し、照野範囲が可変な照明光学系では、更なる効果がある。観察倍率が低い場合、観察視野が広いため術者は深い穴の底を見ることはあまり無く、広範囲で浅い手術か、深い穴を掘る前の手術である。また、観察視野が広いと広範囲の照野が必要となり、当然、広範囲の照野は照度を低下させるため、明るさの絶対量が必要となる。それ故に照明光束が照明光学系等でケラレってはならない。一方、観察倍率が高い場合、術者は深い穴の底を見ることがある。また、観察視野が狭いと照野は

狭くてよいため、狭範囲の照野は照度を高くすることができます。そのため、低倍時観察とは逆に明るさに余裕ができ、照明光学系等で多少ケラれてもよい。それ故に、本実施例のように、光源部13（ライトガイド16の出射端面）を照明光学系7の光軸L2に対して偏心させれば、図1（b）のI<sub>max</sub>、I<sub>min</sub>のごとく、広範囲照明時（低倍時）は照明光学系7でケラレず明るさが低下することはない。狭範囲照明時（高倍時）はケラれてはいるが、照明光束が観察光学系の光軸L1に近づくため術者は奥深い穴の底でも観察可能となる。

## 【0030】

このように光源部13を偏心させるだけで術者の要求を満たす手術用顕微鏡となり得る。更に、ライトガイドの出射端の偏心量が自由自在に変更可能であれば、高倍観察で奥深い穴の底を観察してない場合は明るさ重視で偏心量を無くしたりでき、より良い顕微鏡となり得る。

## 【0031】

また、プリズム12はミラーでも同様の効果が得られることは言うまでもない。

また、光源部13は、光源14のみでも同様の効果である。

## 【0032】

本実施例ではプリズム12と照明レンズ11とは接合されているが、一体型の方が接合ズレがないため、観察光軸L1に近づけることが可能である。よって、奥深い穴の底の観察も更に良くなる。

## (実施例2)

本実施例の手術用顕微鏡の構成を図2に示す。本実施例の照明光学系20は実施例1と同様にケーラー照明光学系であり、コンデンサレンズ8、照野絞り9、バリエーターレンズ10、照明レンズ11で構成される。バリエーターレンズ10は、変倍レンズ系3の変倍動作に連動している。照明レンズ11は、バリエーターレンズ10からの光束を術部2の方向へ反射させるためのプリズム12と接合されている。

## 【0033】

光源部23は、光源24と集光レンズ25とライトガイド26とで構成されて

いる。前記ライトガイド26の出射端の中心位置Oは、照明光学系20の光軸L2に対して垂直方向に本実施例では術部2に対して近づく方向（図2（a）の矢印B方向）に偏心している。なおかつ、反射プリズム12と照明レンズ11は術部2から離れる方向に偏心している。また、ライトガイド26の出射端形状は図6のように長方形をしている。この出射端の大きさは、コンデンサレンズ8、バリエーターレンズ10で高倍時に投影されるライトガイドの出射端像の大きさと、プリズム12・照明レンズ11の入射面・出射面の大きさとがほぼ同等になるような大きさにすることが望ましい。その他の構成は、実施例1と同様であるため、説明は省略する。

#### 【0034】

ライトガイド26を出射した光束は、コンデンサレンズ8・バリエーターレンズ10によって反射プリズム12・照明レンズ11上に結像し、図2（b）の如く像を形成する。バリエーターレンズ10によって、低倍時のライトガイド26の出射端像は $I_{min}$ 、高倍時の出射端像は $I_{max}$ で示したようになる。それ故、高倍時は実施例1と同様の効果を得られつつ、低倍時にも照明光束と観察光軸L1とが近づける。なおかつ、実施例1は高倍時照明光学系7が照明光束をケッティングで光量を損失していたが、本実施例では、ライトガイドの出射端形状を照明レンズ11・反射プリズム12の透過面に等しく長方形にしているため、無駄なく術部2を照らすことができ、術者は明るくなおかつ深い穴でも観察可能になる。

#### 【0035】

本実施例では、反射プリズム12と照明レンズ11を術部2から離れる方向に偏心させたが、ライトガイド26とコンデンサレンズ8と照野絞り9とバリエーターレンズ10とを共に術部2に近づく方向に偏心させても同様の効果が得られることは言うまでも無い。

#### （実施例3）

本実施例の手術用顕微鏡の構成を図3、図4に示す。図3は観察対象を低倍率で観察する状態での手術用顕微鏡を側方から見た説明図であり、図4は観察対象部位を高倍率で観察する状態での手術用顕微鏡を側方から見た説明図である。

#### 【0036】

本実施例の照明光学系30は実施例1と同様にケーラー照明光学系であり、コンデンサレンズ8、照野絞り9、バリエーターレンズ10、照明レンズ31と接合した反射プリズム32で構成される。照明レンズ31と接合した反射プリズム32には、図3(b)又は図9の如く二つの観察光束P1,P2に接するように切欠きが設けられている。

## 【0037】

図9(b)は照明レンズ31と接合した反射プリズム32の側面図、図9(a)は下面(A面)から見た図、図9(c)は反射面(B面)から見た図である。また、照明レンズ31と接合した反射プリズム32は、観察光学系の変倍レンズ系3に連動する。変倍レンズ系3が低倍率時は、反射プリズム32は図3(a)に示すように、対物レンズ1の切欠きがある部分(対物レンズの光軸に対して垂直方向)に、なおかつ、観察光束P1,P2をケラない位置に配置される。変倍レンズ系3が高倍率時は、反射プリズム32は図4(a)に示すように低倍時より観察光軸L1に近付きつつ術部2に近付き、さらに、観察光束P3,P4をケラない位置に配置される。

## 【0038】

低倍観察時の観察光束P1,P2と高倍観察時の観察光束P3,P4とでは、対物レンズ1付近での観察光束の大きさは、低倍観察時の観察光束P1,P2の方が大きい。なぜなら、一般的な手術用顕微鏡においては、瞳位置が変倍レンズ系3の中にあり、対物レンズ1付近の光束は、画角が広い低倍観察時の方が大きくなる。よって、高倍観察時の方が照明レンズ31と反射プリズム32は観察光軸に近づけて配置できる。また、照明レンズ31と反射プリズム32の切欠き部(図9のD面)には、光束の反射防止用に黒い布状の遮光布34が貼り付けられている。

## 【0039】

ライトガイド36の出射端の中心位置Oは、照明光学系30の光軸L2に対して垂直方向に、本実施例では術部2に対して離れる方向(図3(a)又は図4(a)の矢印A方向)に偏心している。また、ライトガイド36の出射端面形状は、図7の如く、反射プリズム32の切欠いた透過面(照明レンズ31の術部側)と相似形状をしていることが望ましい。

## 【0040】

また、対物レンズ1の下面には、対物レンズ1又は照明レンズ31へのホコリ・傷防止のためにカバーガラス33が観察光軸に対して傾いて取り付けられている。

## 【0041】

その他の構成は実施例1と同様であるため、説明は省略する。

ライトガイド36を出射した光束はコンデンサレンズ8、バリエーターレンズ10によって反射プリズム32・照明レンズ31上に結像する。それ故、実施例1と同様にバリエーターレンズ10によって低倍時のライトガイド36の出射端像は図3 (b) のI<sub>min</sub>で示したようになる。高倍時のライトガイド36の出射端像は、実施例1では照明レンズ11でケラれてしまい、多少光量損失をしていたが、本実施例では、反射プリズム32と照明レンズ31が高倍時になると観察光軸L1に近付きつつ術部方向に近付く（偏心する）ため、ライトガイド36の出射端像が、図4 (b) のI<sub>max</sub>で示したように照明レンズ31でケラれず、明るく術部2を照らすことが可能になる。

## 【0042】

照明レンズ31と接合した反射プリズム32には切欠きが設けられているため、その分、実施例1よりも照明光束が観察光軸L1に近付けることが可能であり、さらに、高倍時は照明レンズ31と接合した反射プリズム32が観察光軸L1に近づくように動くため、実施例1よりも照明光束と観察光軸L1とが近づける。なおかつ、実施例1では、高倍時照明光学系7が照明光束をケッティングで光量を損失していたが、本実施例では、光量損失が無いため無駄なく術部2を照らすことができ、術者は深い穴の底でも明るく観察することが可能になる。

## 【0043】

また、照明レンズ31と反射プリズム32の切欠き部に遮光布を貼ったため、照明レンズ31を出射した照明光束が、図3 (a) 又は図8のf1のように、カバーガラス33で直接反射して観察光路に入りフレアーとなることを防止している。また、図3 (a)、図8のf2のように、照明レンズ31と反射プリズム32の切欠き面で反射して観察光路に入りフレアーとなることを防止している。

【0044】

【発明の効果】

本発明によれば、奥深い穴の底でも十分に照明が照射できるため、どんな術部に対してもケラレることなく、術者が明るい観察像を得られる実体顕微鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施例1の手術用顕微鏡の構成を示す図である。

【図2】 本発明の実施例2の手術用顕微鏡の構成を示す図である。

【図3】 本発明の実施例3の手術用顕微鏡の構成（低倍観察時）を示す図である。

【図4】 本発明の実施例3の手術用顕微鏡の構成（高倍観察時）を示す図である。

【図5】 本発明の実施例1のライトガイドの出射端形状を示す図である。

【図6】 本発明の実施例2のライトガイドの出射端形状を示す図である。

【図7】 本発明の実施例3のライトガイドの出射端形状を示す図である。

【図8】 本発明の実施例3の対物レンズと照明系用反射プリズム付近の拡大図である。

【図9】 本発明の実施例3の照明系用反射プリズムの形状を示す図である。

【図10】 光源が無偏心状態での照明光学系の概略光線図である。

【図11】 光源が偏心した状態での照明光学系の概略光線図である。

【符号の説明】

- 1 対物レンズ
- 2 観察対象（術部）
- 3 変倍レンズ系
- 4 接眼光学系
- 5 結像レンズ
- 6 接眼レンズ
- 7 照明光学系

8 コンデンサレンズ

9 照野絞り

10 バリエータレンズ

11 照明レンズ

12 プリズム

13 光源部

14 光源

15 集光レンズ

16 ライトガイド

H1 平面

i 結像位置

$I_{max}$ 、 $I_{min}$  ライトガイドの端面像

L1 観察光軸

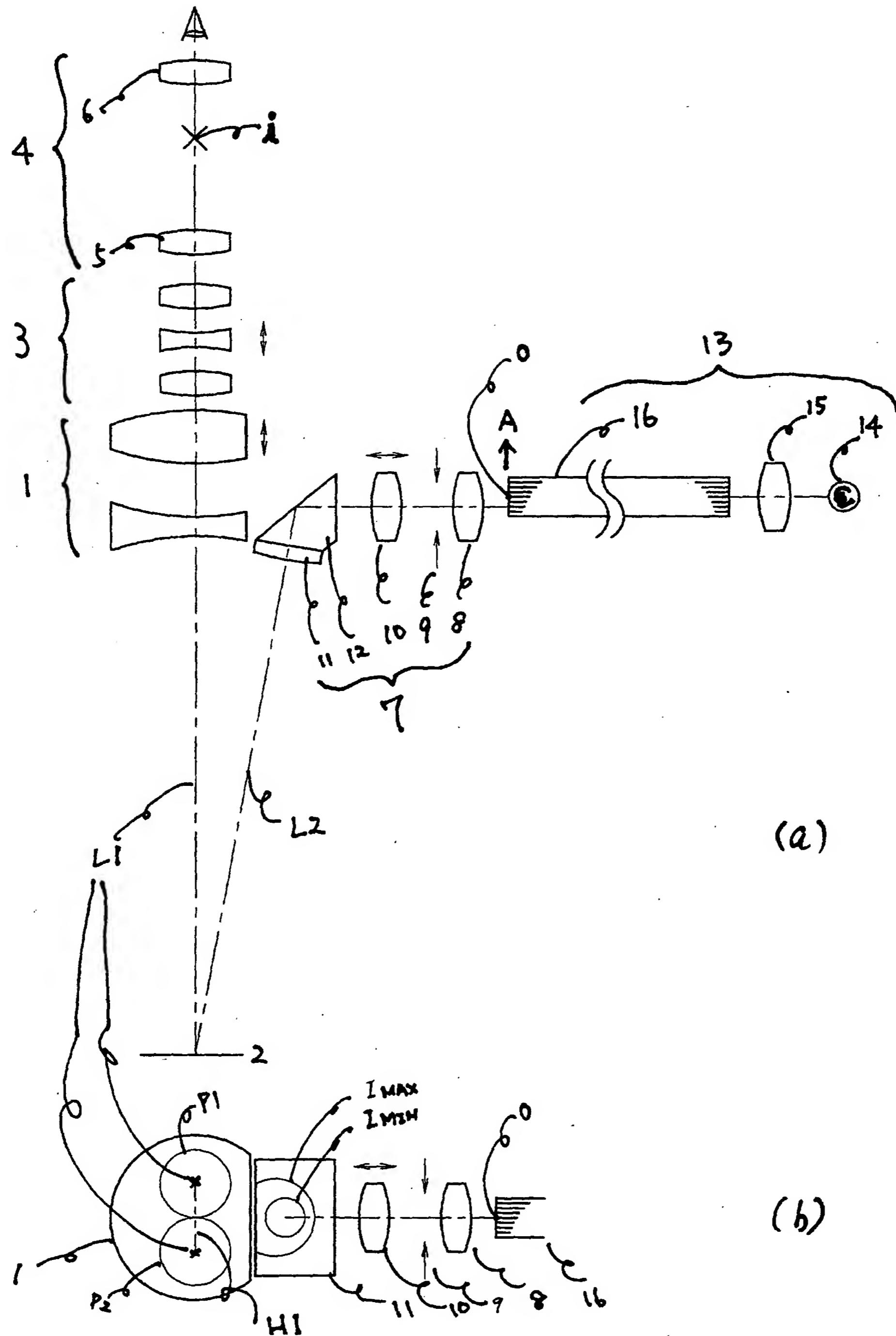
L2 照明光軸

○ ライトガイド出射端の中心位置

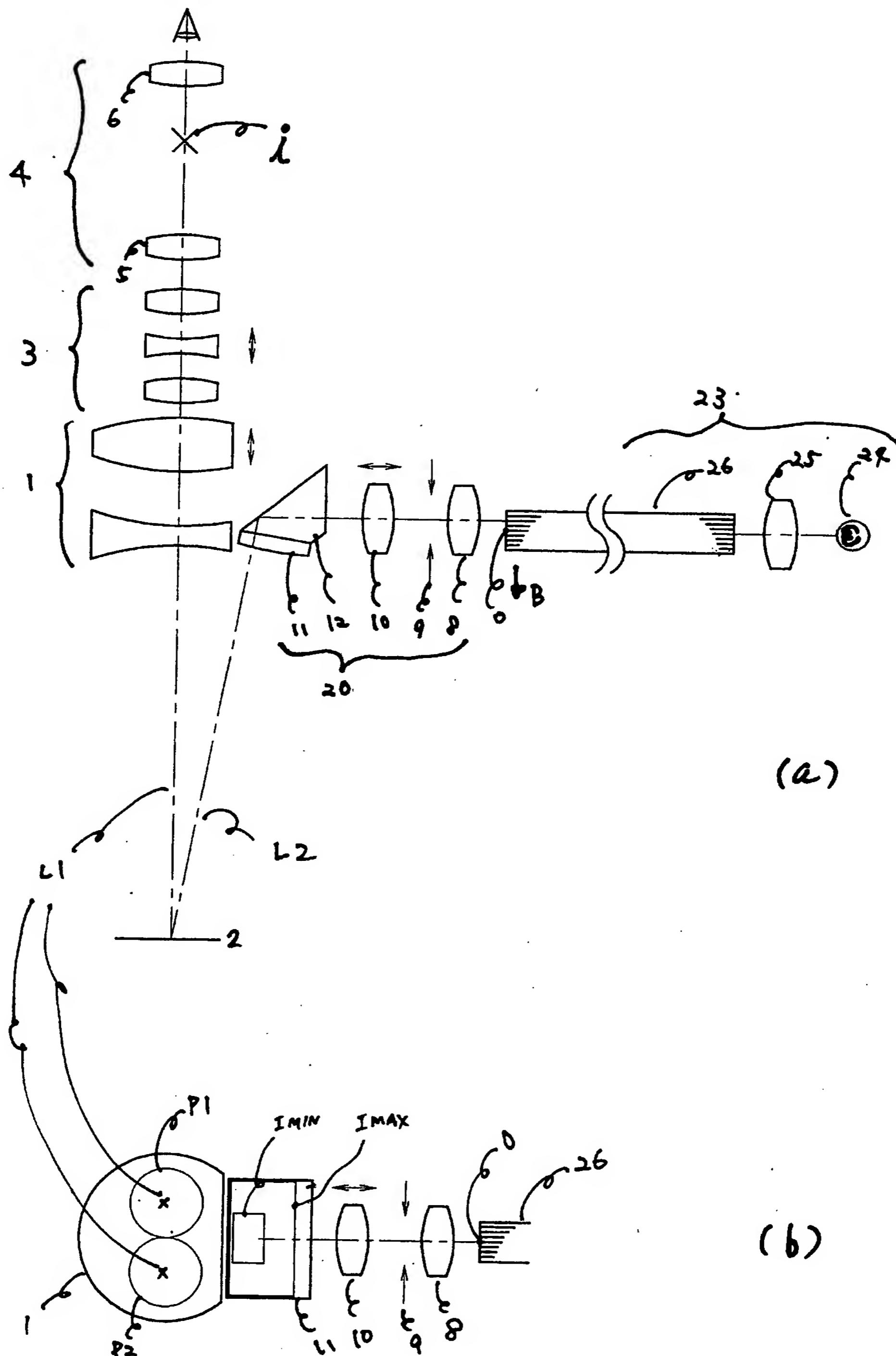
P1、P2 観察光学系の光束

【書類名】 図面

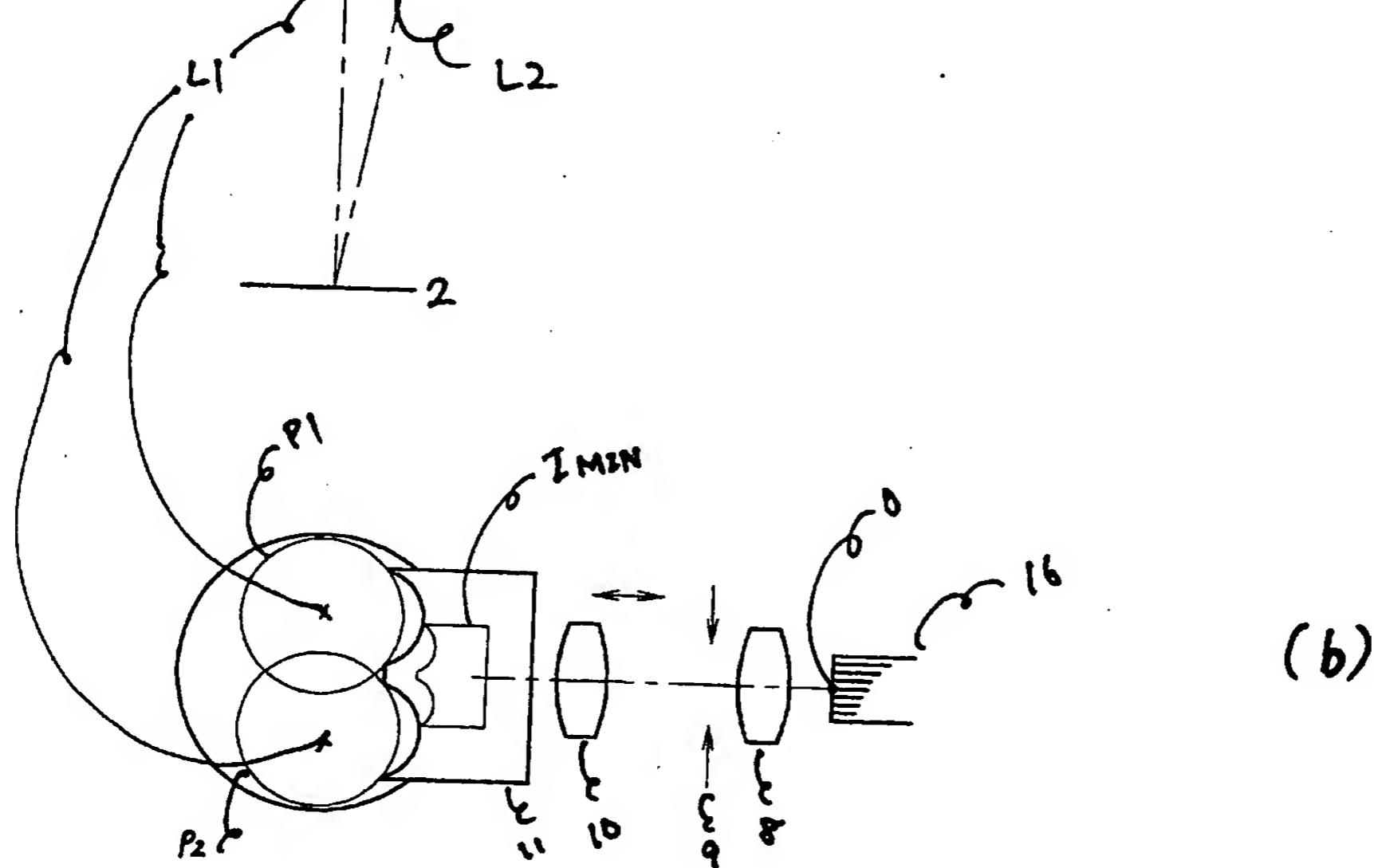
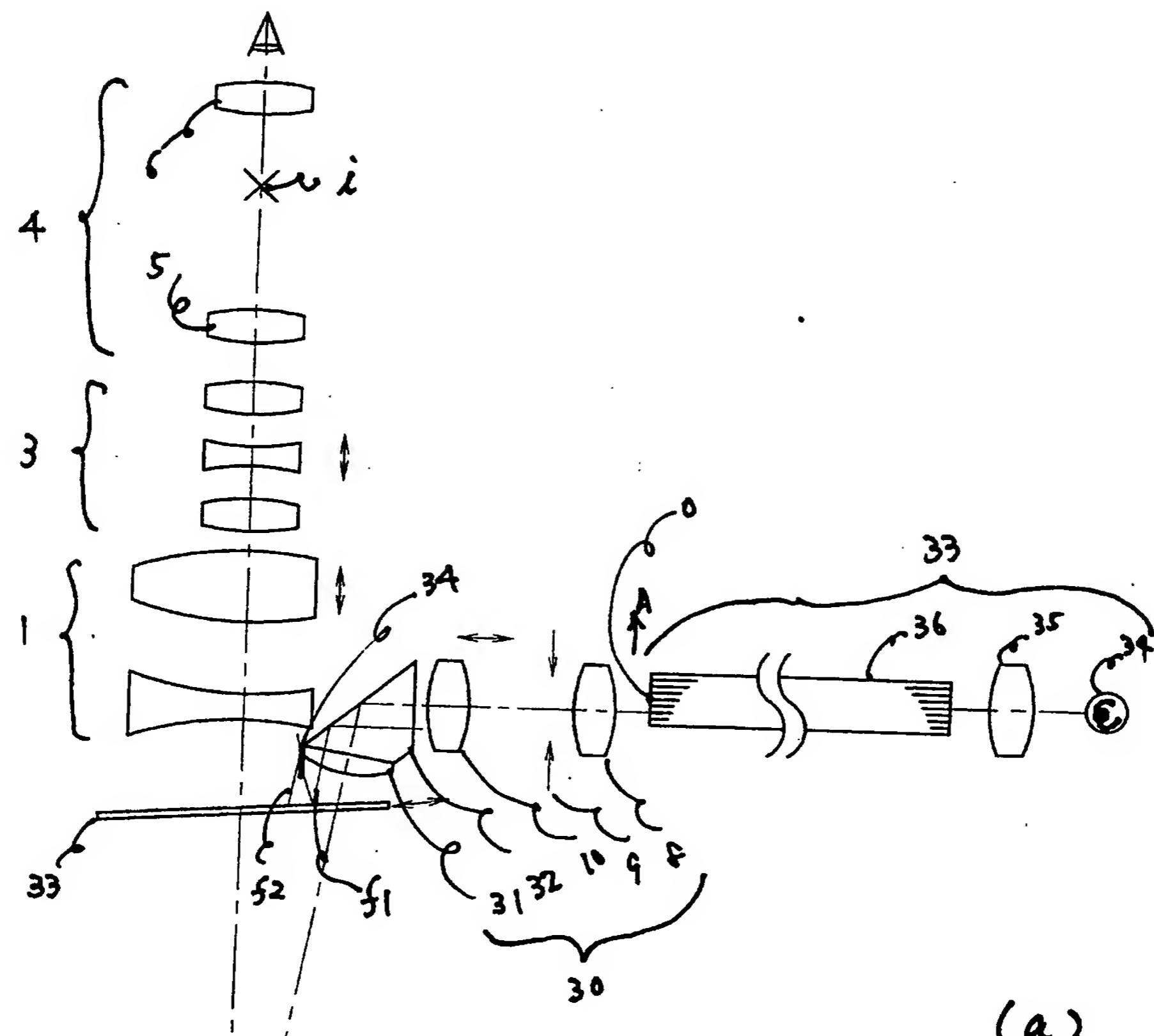
【図1】



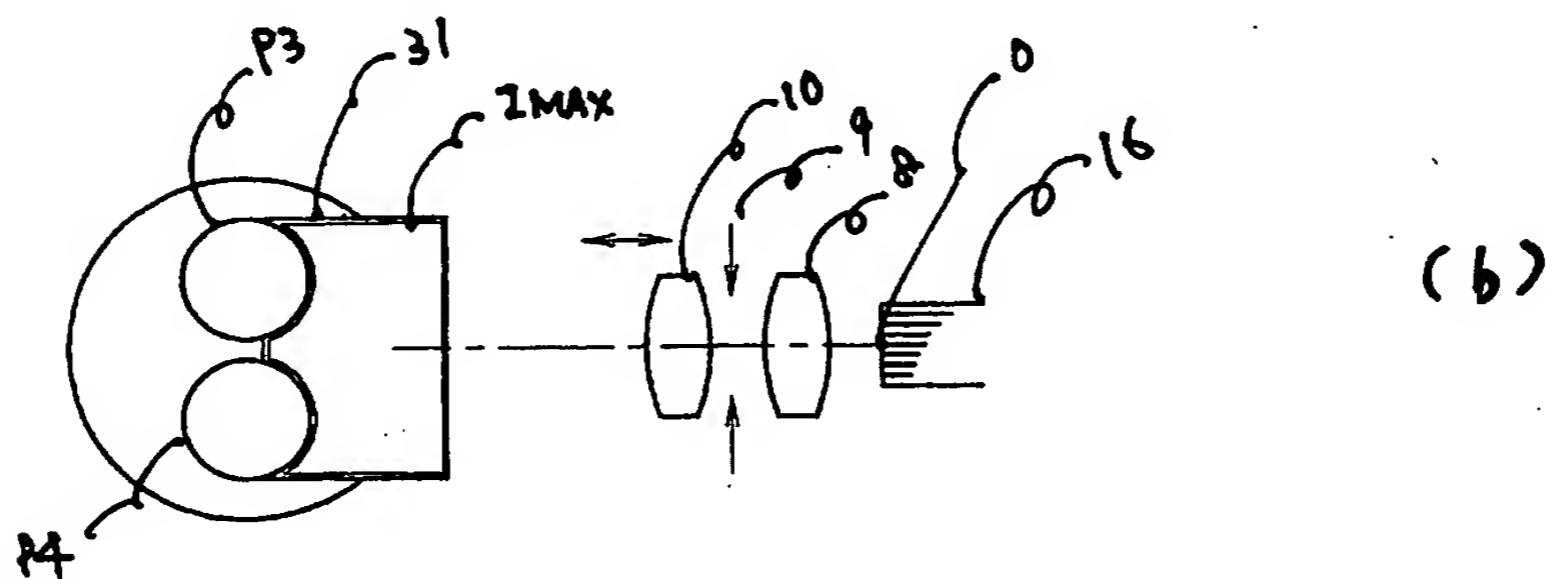
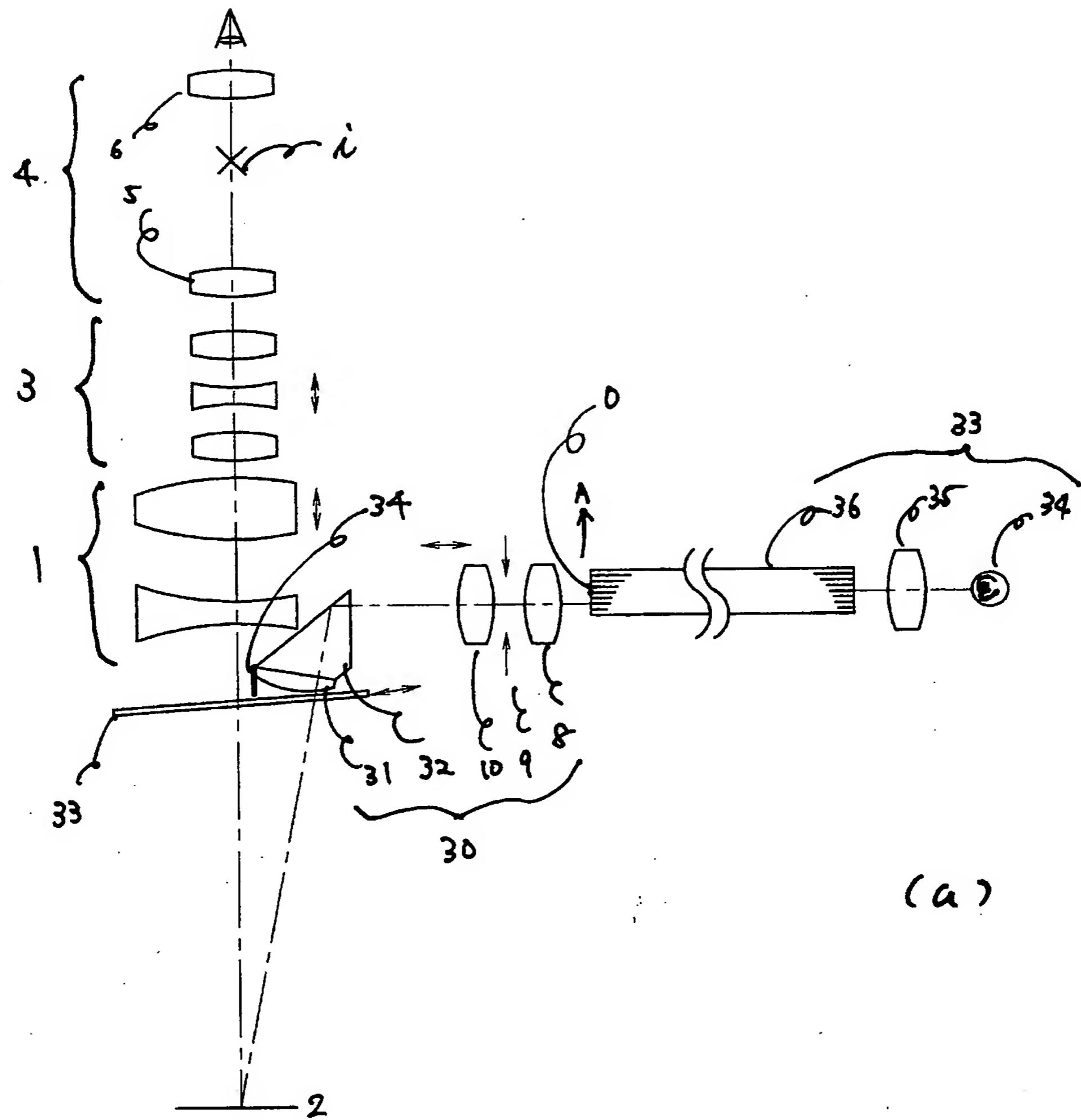
## 【図2】



【図3】

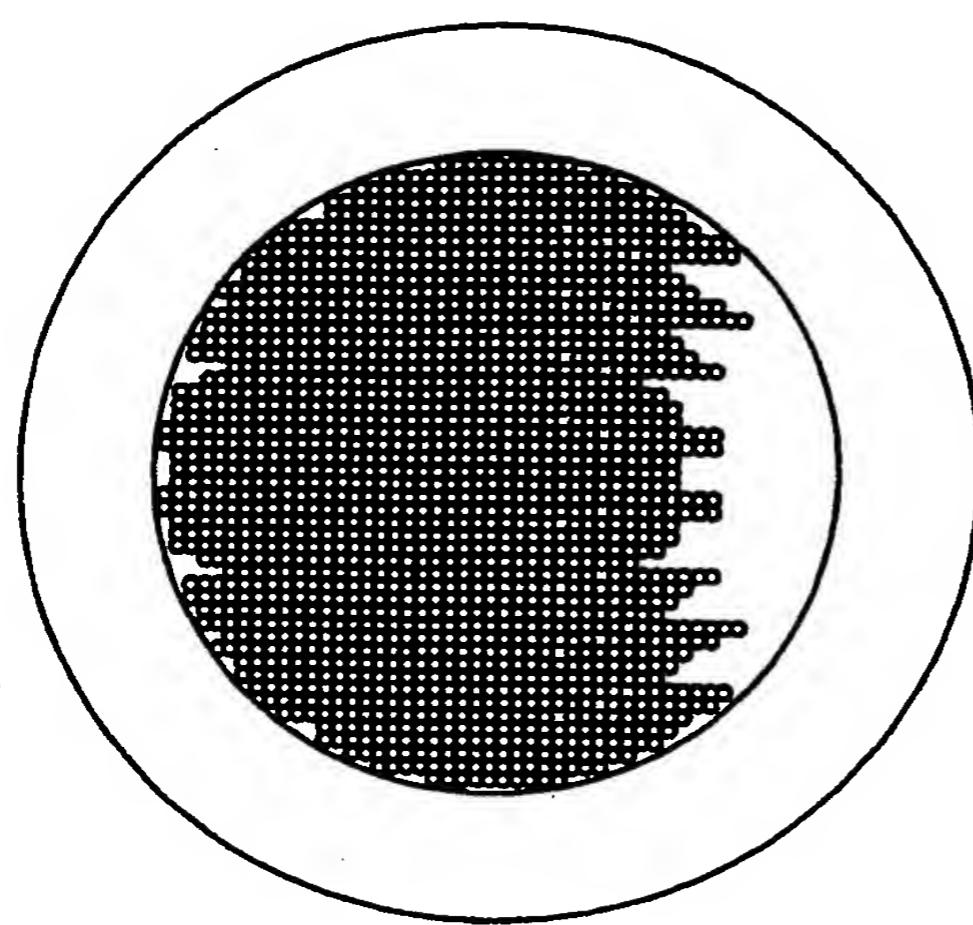


【図4】

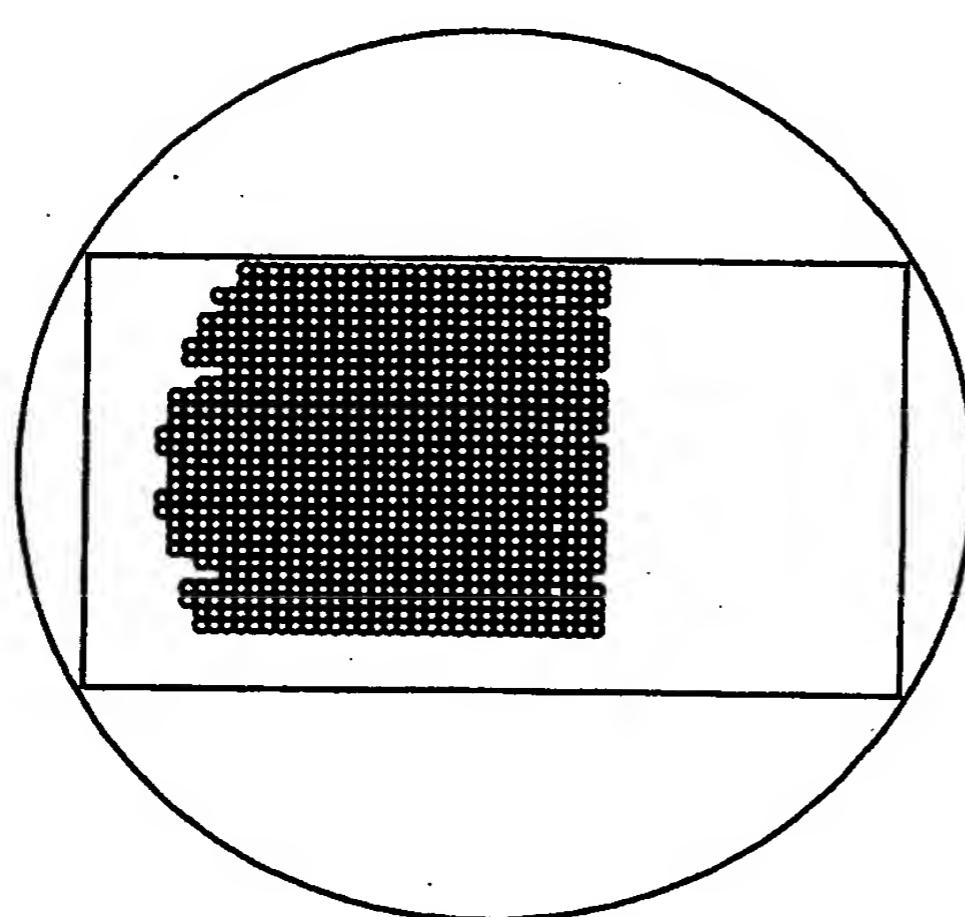


特2002-275280

【図5】

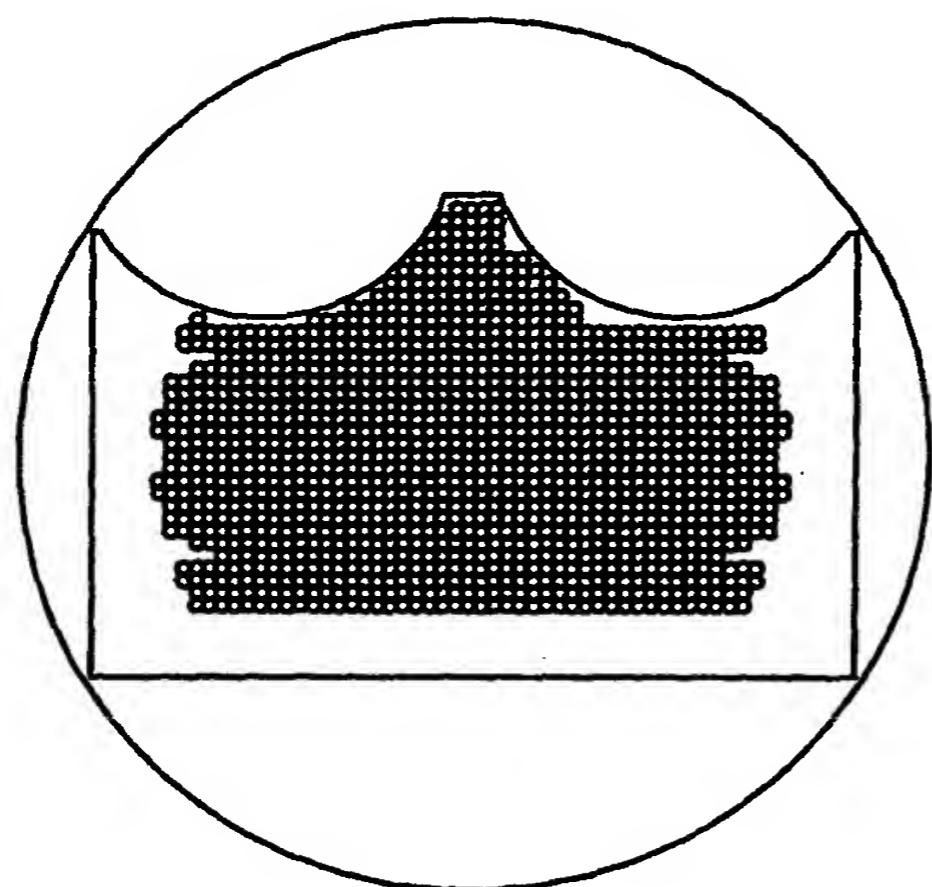


【図6】

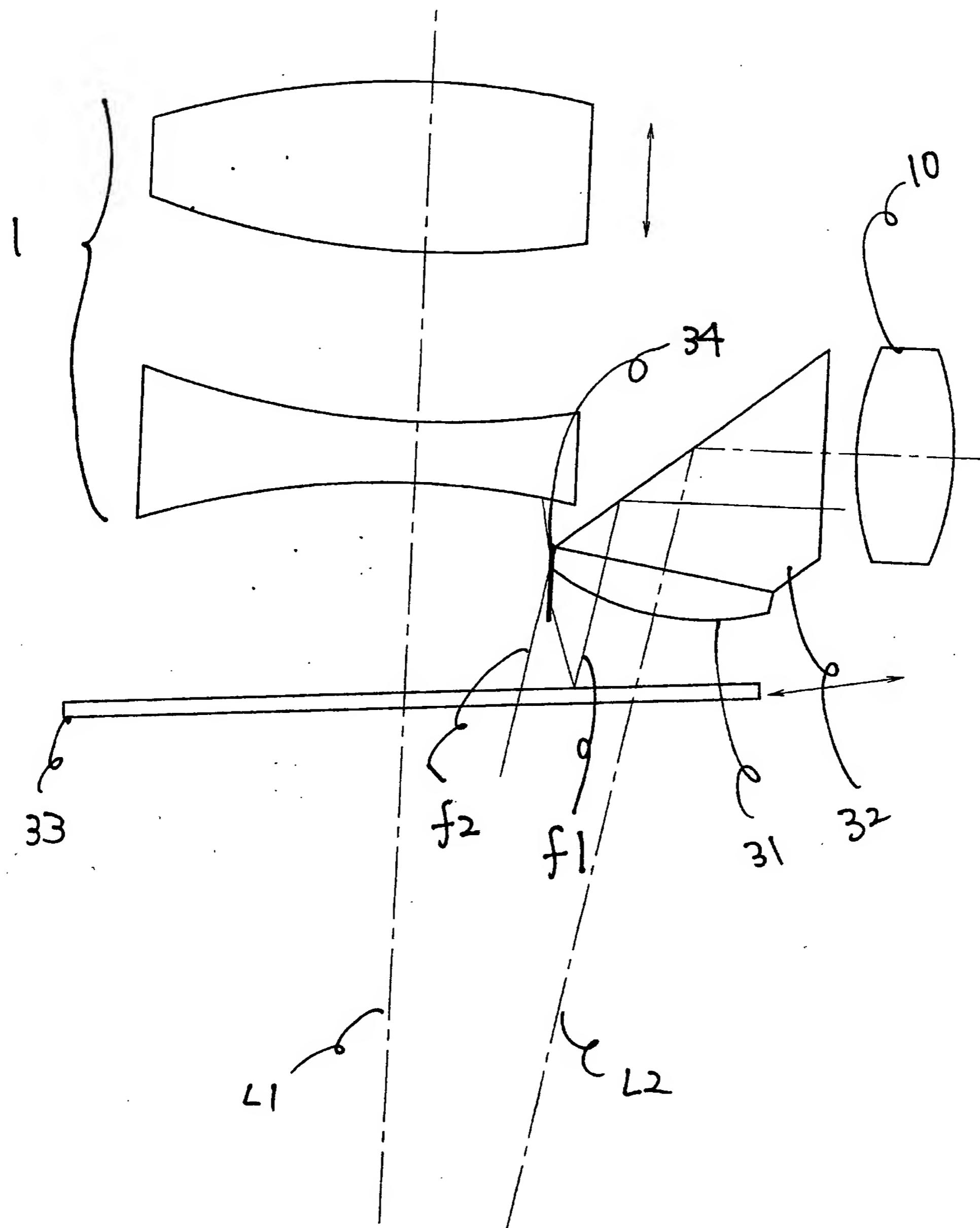


特2002-275280

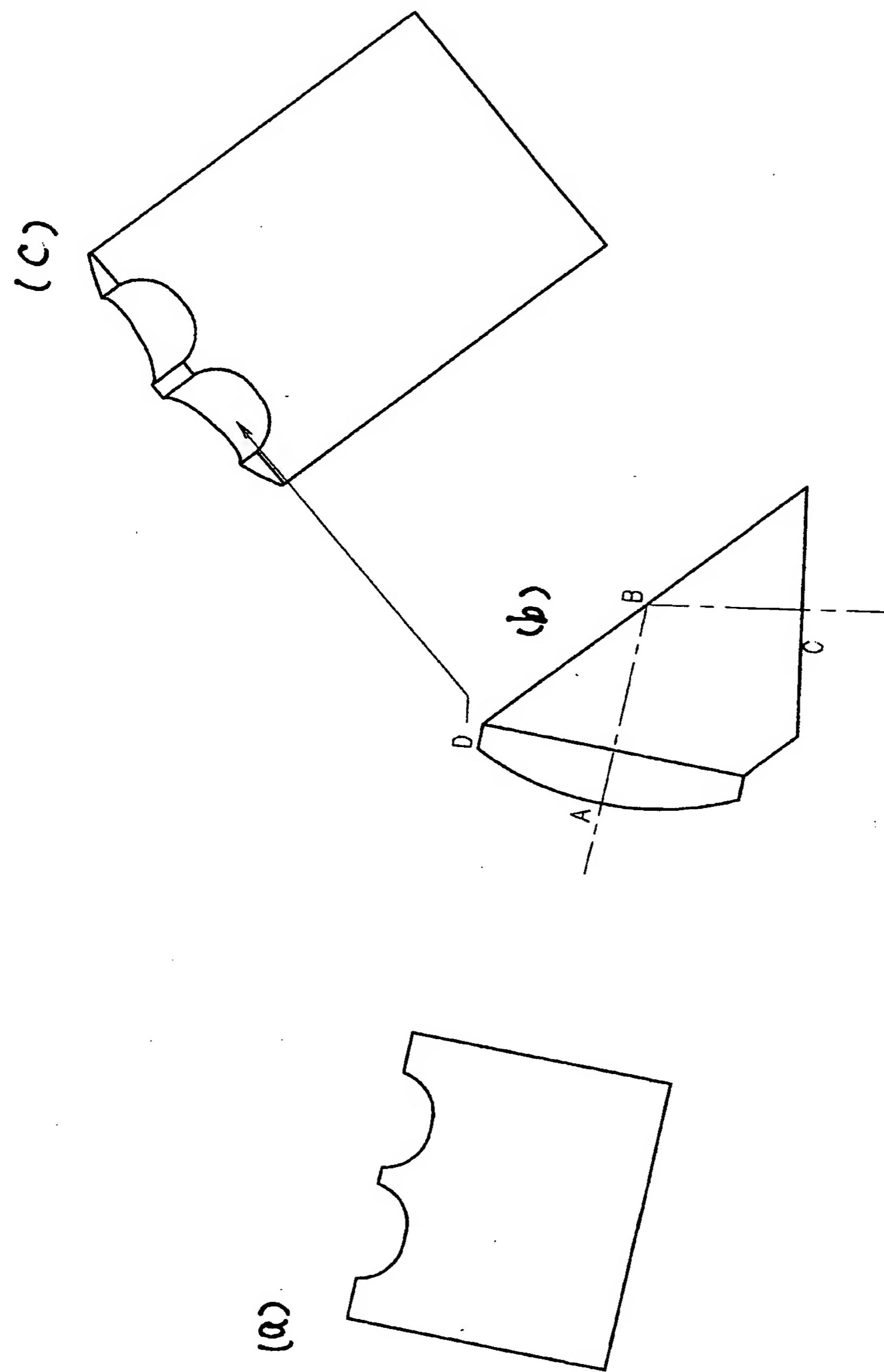
【図7】



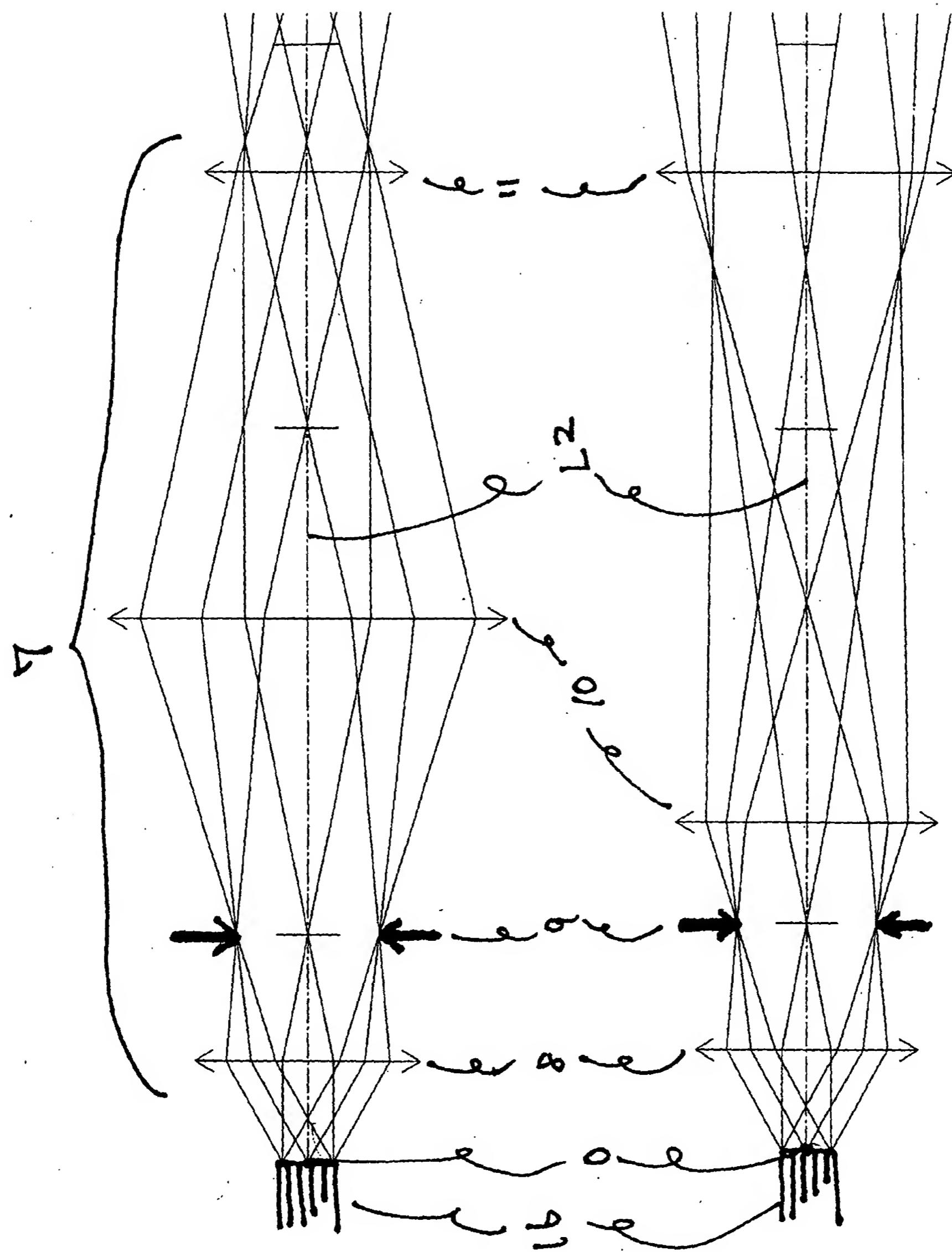
【図8】



【図9】



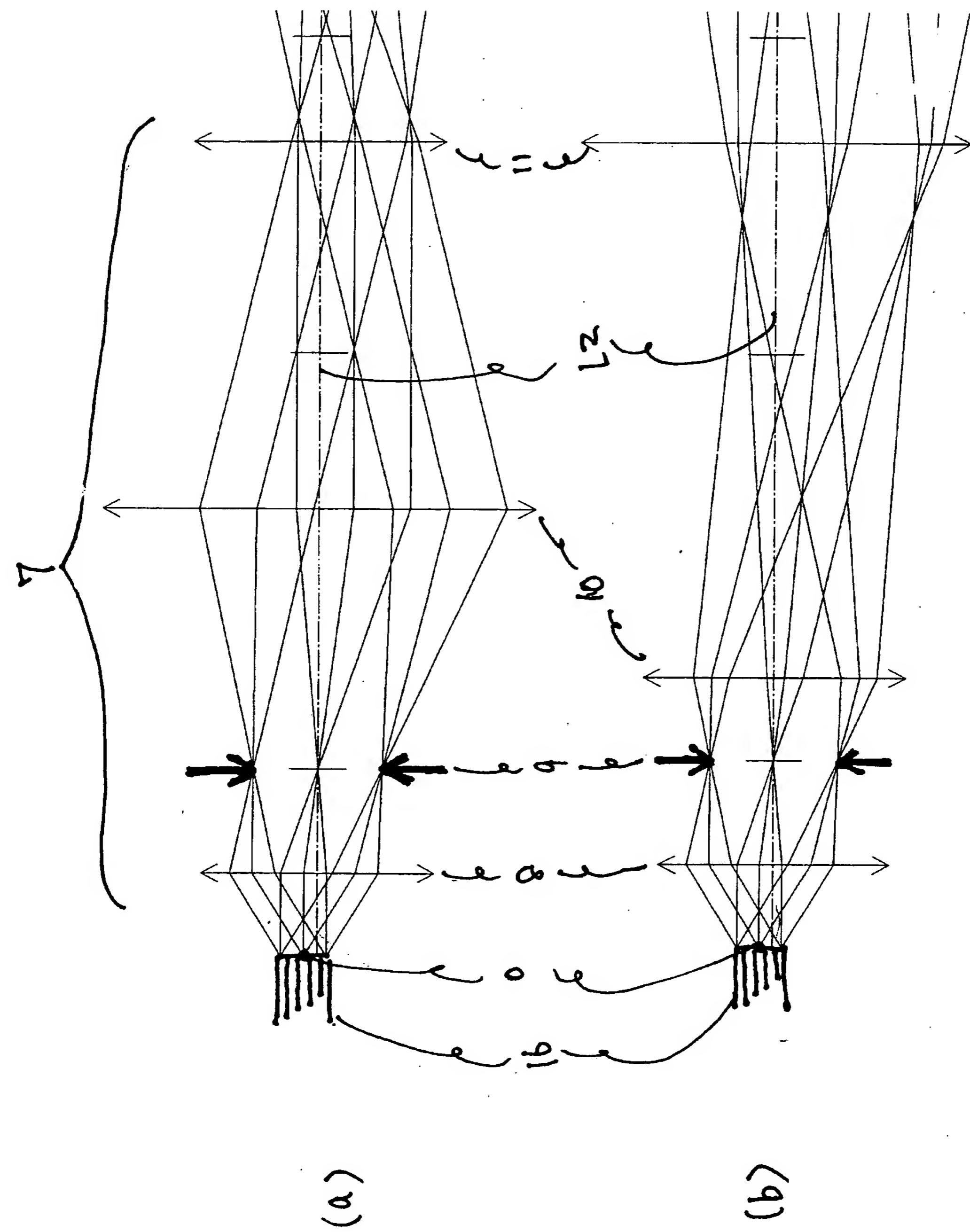
【図10】



(a)

(b)

〔図11〕



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 照明光のロスや顕微鏡の大型化を招くことなく、特に観察者が深い底の術部を処置する場合であっても術部に十分な照明光を到達させて良好な観察を行うことができる手術用顕微鏡を提供する。

【解決手段】 光源部13からの光束を一回結像させる投影光学系を含み光源部からの光束を観察対象2に照射するための照明光学系7と、観察対象を焦点位置とする対物レンズ1と観察対象の観察倍率を変え得る左右一対の変倍光学系3と左右一対の接眼光学系4とを含む観察光学系とを有する実体顕微鏡において、照明光学系の光束が変倍光学系の二つの観察光軸を含む平面に対して垂直方向に移動するように、照明光学系の光軸に対して光源部の中心位置Oを偏心させる。

【選択図】 図1

出願人履歴情報

識別番号 [00000376]

1. 変更年月日 1990年 8月20日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
氏 名 オリンパス光学工業株式会社